

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-15035

(P2018-15035A)

(43) 公開日 平成30年2月1日(2018.2.1)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F1

A61B 8/14

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2016-145152 (P2016-145152)  
 (22) 出願日 平成28年7月25日 (2016.7.25)

(71) 出願人 000002369  
 セイコーエプソン株式会社  
 東京都新宿区新宿四丁目1番6号  
 (74) 代理人 100116665  
 弁理士 渡辺 和昭  
 (74) 代理人 100164633  
 弁理士 西田 圭介  
 (74) 代理人 100179475  
 弁理士 仲井 智至  
 (72) 発明者 加納 一幸  
 長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内  
 Fターム(参考) 4C601 BB27 EE03 FF05 GA01 GA12 GB06 GB20

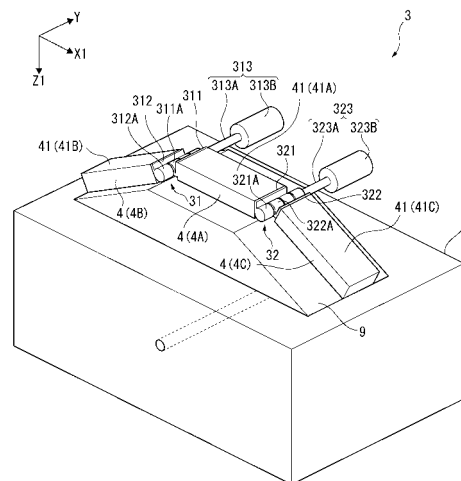
(54) 【発明の名称】 超音波デバイス、及び超音波測定装置

(57) 【要約】

【課題】高精度な超音波測定を実施することができる超音波デバイス、及び超音波測定装置を提供する。

【解決手段】複数の超音波送受部を有する複数の超音波素子アレイが互いの角度を可変として連結された超音波デバイスであって、複数の前記超音波送受部は、前記超音波素子アレイの厚み方向と交差する第一方向に配置され、複数の前記超音波素子アレイは、前記第一方向に連結され、複数の前記超音波素子アレイの互いの角度を変化させる角度変更部を備える、ことを特徴とする。

【選択図】 図4



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

複数の超音波送受部を有する複数の超音波素子アレイが互いの角度を可変として連結された超音波デバイスであって、

複数の前記超音波送受部は、前記超音波素子アレイの厚み方向と交差する第一方向に配置され、

複数の前記超音波素子アレイは、前記第一方向に連結され、

複数の前記超音波素子アレイの互いの角度を変化させる角度変更部を備える、

ことを特徴とする超音波デバイス。

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の超音波デバイスにおいて、

複数の前記超音波素子アレイは、前記厚み方向及び前記第一方向に交差する第二方向に対して、互いにずれる位置に配置される、

ことを特徴とする超音波デバイス。

**【請求項 3】**

請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波デバイスにおいて、

複数の前記超音波素子アレイは、第一超音波素子アレイと第二超音波素子アレイとを含み、

前記第一超音波素子アレイと前記第二超音波素子アレイとの角度を可変として連結する第一連結部を備える、

ことを特徴とする超音波デバイス。

**【請求項 4】**

請求項 3 に記載の超音波デバイスにおいて、

前記第一連結部は、前記第一超音波素子アレイと前記第二超音波素子アレイとが互いに干渉しない角度を上限角度とし、 $90^\circ$  よりも小さい角度を下限角度として、前記第一超音波素子アレイと前記第二超音波素子アレイとの角度を可変として連結する、

ことを特徴とする超音波デバイス。

**【請求項 5】**

請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波デバイスにおいて、

複数の前記超音波素子アレイは、第一超音波素子アレイと第二超音波素子アレイと第三超音波素子アレイとを含み、

前記第一超音波素子アレイと前記第二超音波素子アレイとの角度を可変として連結する第一連結部と、

前記第一超音波素子アレイと前記第三超音波素子アレイとの角度を可変として連結する第二連結部と、

を備える、ことを特徴とする超音波デバイス。

**【請求項 6】**

請求項 5 に記載の超音波デバイスにおいて、

前記第一連結部及び前記第二連結部の少なくともいずれか一方は、隣り合う前記超音波素子アレイが互いに干渉しない角度を上限角度とし、 $60^\circ$  よりも小さい角度を下限角度として、前記隣り合う前記超音波素子アレイの角度を可変として連結する、

ことを特徴とする超音波デバイス。

**【請求項 7】**

複数の超音波送受部を有する複数の超音波素子アレイが互いの角度を可変として連結された超音波デバイスを備える超音波測定装置であって、

複数の前記超音波送受部は、前記超音波素子アレイの厚み方向と交差する第一方向に配置され、

複数の前記超音波素子アレイは、前記第一方向に連結され、

複数の前記超音波素子アレイの互いの角度を変化させる角度変更部を備える、

ことを特徴とする超音波測定装置。

10

20

30

40

50

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、超音波デバイス、及び超音波測定装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

従来、超音波を送受信する複数の振動素子（超音波送受部）が一方向に一次元アレイ配置された超音波アレイを含む超音波プローブ、及び当該超音波プローブを備える超音波診断装置（超音波測定装置）が知られている（例えば特許文献1参照）。

特許文献1に記載の超音波測定装置は、1次元配列された超音波送受部から所定のスキャン面内において超音波を送信し、スキャン面内の測定対象にて反射された超音波を受信することで、スキャン面における測定対象の断層画像を取得することができる。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0003】

【特許文献1】特開2012-105751号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0004】

ところで、上記特許文献1に記載のような超音波測定装置では、超音波素子アレイの直下の測定対象点に対して、超音波素子アレイから超音波の送受信面の法線方向に超音波を送信し、反射波を受信することで、反射超音波を好適に受信することができ、精度の高い超音波測定を実施できる。一方、測定対象点が超音波素子アレイの直下（法線方向）ではない場合、各超音波送受部に対して信号の入出力を遅延させる位相制御等により超音波の送受信方向の制御を行う。しかしながら、反射超音波の送受信面に入射する角度が大きくなるほど受信感度が低下するため、測定精度も低下してしまう。例えば、複数の超音波を用いて、ある測定対象点に対して多方向から超音波測定を行う場合、測定対象点が送受信面の直下（法線方向）となる超音波素子アレイでは、精度の高い超音波測定を行えるが、測定対象点が送受信面の直下に位置せず、超音波の送信方向の制御を行って測定対象点に対する超音波測定を実施する超音波素子アレイでは、超音波の送受信方向によっては測定精度が低下してしまう。

## 【0005】

本発明は、高精度な超音波測定を実施することができる超音波デバイス、及び超音波測定装置を提供することを一つの目的とし、以下に適用例及び実施形態を説明する。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0006】

一適用例に係る超音波デバイスは、複数の超音波送受部を有する複数の超音波素子アレイが互いの角度を可変として連結された超音波デバイスであって、複数の前記超音波送受部は、前記超音波素子アレイの厚み方向と交差する第一方向に配置され、複数の前記超音波素子アレイは、前記第一方向に連結され、複数の前記超音波素子アレイの互いの角度を変化させる角度変更部を備える、ことを特徴とする。

## 【0007】

本適用例における第一方向は、超音波素子アレイの厚み方向に対して交差する方向であり、当該方向に超音波送受部が並んで連結されている。したがって、各超音波素子アレイの超音波送受部から、第一方向及び厚み方向を含むスキャン面に対して超音波の送受信処理を実施することができる。そして、このような超音波素子アレイが第一方向で連結されているので、各超音波素子アレイのスキャン面が平行となる。

そして、各超音波素子アレイは、第一方向に連結されて角度変更部によって、連結された隣り合う超音波素子アレイ間の角度が変更することが可能となる。このため、超音波素子アレイの送受信面の法線方向に超音波の送受信処理を行うリニアスキャンを実施する場

10

20

30

40

50

合、角度変更部により変更された角度に応じて、リニアスキャンを実施する方向を変化させることが可能となる。

ここで、上述したように、超音波素子アレイでは、スキャン面に対してリニアスキャンを行う場合、超音波素子アレイの各超音波送受部に対する信号の入出力を遅延させて超音波の送受信方向を傾斜させる超音波測定（以降、セクタスキャンと称す）を行う場合に比べて、受信感度が大きく精度の高い超音波測定を実施できる。

このため、本適用例では、角度変更部により、各超音波素子アレイの厚み方向（送受信面の法線方向）に超音波測定を行いたい測定対象点が位置するように、隣り合う超音波素子アレイの角度を変更し、リニアスキャンを実施することで、例えば複数の超音波素子アレイを第一方向の同一平面上に連結配置してセクタスキャンを実施する場合に比べて、高精度な測定結果を得ることができる。つまり、超音波素子アレイの厚み方向と第一方向とに交差する第二方向から平面視した場合に、各超音波素子アレイの送受信面の中心における法線が、測定対象点で交わるように、角度変更部によって各超音波素子アレイ間の角度を設定することで、それぞれの超音波素子アレイから高精度な測定結果を得ることができ、測定結果に基づいて例えば高精度な超音波断層像を得ることができる。

#### 【0008】

本適用例の超音波デバイスにおいて、複数の前記超音波素子アレイは、前記厚み方向及び前記第一方向に交差する第二方向に対して、互いにずれる位置に配置される、ことが好ましい。

ところで、超音波デバイスを用いて、第二方向にずれた測定位置での複数の超音波断層像を得たい場合、複数の超音波素子アレイをスキャン面の法線方向に配置することが考えられる。しかしながら、この場合、超音波素子アレイの外寸の影響により、スキャン面の間隔を狭くするには限界がある。つまり、測定位置（スキャン面）の間隔を狭めて高分解能な測定を実施する場合に、上記構成では限界がある。

これに対して、本適用例では、複数の超音波素子アレイが、スキャン面と平行な第一方向に連結されて第一方向の列として構成されており、かつ、第二方向に対してずれて配置されている。このような構成では、各超音波素子アレイの外寸に拘らず、スキャン面の間隔を所望の寸法に設定することができる。つまり、複数の超音波素子アレイをスキャン面の法線方向に並べて配置する場合に比べて、測定位置（スキャン面）の間隔を狭めることができ、高分解能な測定を実施することができる。

#### 【0009】

本適用例の超音波デバイスにおいて、複数の前記超音波素子アレイは、第一超音波素子アレイと第二超音波素子アレイとを含み、前記第一超音波素子アレイと前記第二超音波素子アレイとの角度を可変として連結する第一連結部を備える、ことが好ましい。

本適用例では、複数の超音波素子アレイとして、第一超音波素子アレイと第二超音波素子アレイとが含まれ、これらの第一超音波素子アレイ及び第二超音波素子アレイが第一連結部により角度が可変として連結されている。このため、第一連結部において、第一超音波素子アレイ及び第二超音波素子アレイの角度を角度変更部により適宜設定することで、これらの2つの超音波素子アレイから所望の測定対象点に対する測定結果を得ることができ、高精度な超音波測定を行うことができる。

#### 【0010】

本適用例の超音波デバイスにおいて、前記第一連結部は、前記第一超音波素子アレイと前記第二超音波素子アレイとが互いに干渉しない角度を上限角度とし、 $90^\circ$ よりも小さい角度を下限角度として、前記第一超音波素子アレイと前記第二超音波素子アレイとの角度を可変として連結する、ことが好ましい。

なお、ここで述べる角度範囲は、第一超音波素子アレイ及び第二超音波素子アレイが、 $180^\circ$ で連結されている状態（送受信面を同一平面とした状態）を基準状態として、当該基準状態からの角度を示している。つまり、第一超音波素子アレイに対して第二超音波素子アレイを基準状態から回動させ、第一超音波素子アレイと第二超音波素子アレイとが干渉する位置における回動角度より小さい角度が本適用例における上限角度となる。また

、下限角度においても同様であり、基準状態からの角度を示しており、基準状態から90°より小さい所定の下限角度回動させた位置が、本適用例における第一超音波素子アレイ及び第二超音波素子アレイの回動角度範囲の下限位置となる。

【0011】

上記のような構成では、第一連結部は、第一超音波素子アレイと第二超音波素子アレイとが互いに干渉しない角度を上限角度として、第一超音波素子アレイ及び第二超音波素子アレイとを連結する。これにより、例えば、第一超音波素子アレイ及び第二超音波素子アレイが接触して破損することを防止できる。

また、第一連結部は、90°より小さい角度を下限角度として第一超音波素子アレイ及び第二超音波素子アレイを連結する。これにより、上限角度から下限角度までの間で角度を変更することで、測定対象の表面から所望の深さ位置までの広範囲に亘って、高精度な超音波測定を実施することが可能となる。

10

【0012】

本適用例の超音波デバイスにおいて、複数の前記超音波素子アレイは、第一超音波素子アレイと第二超音波素子アレイと第三超音波素子アレイとを含み、前記第一超音波素子アレイと前記第二超音波素子アレイとの角度を可変として連結する第一連結部と、前記第一超音波素子アレイと前記第三超音波素子アレイとの角度を可変として連結する第二連結部と、を備える、ことが好ましい。

【0013】

本適用例では、複数の超音波素子アレイとして、第一超音波素子アレイと第二超音波素子アレイと第三超音波素子アレイとが含まれ、第一超音波素子アレイ及び第二超音波素子アレイが第一連結部により角度が可変として連結され、第一超音波素子アレイ及び第三超音波素子アレイが第二連結部により角度が可変として連結されている。このため、第一連結部において、第一超音波素子アレイ及び第二超音波素子アレイの角度を角度変更部により適宜設定し、第二連結部において、第一超音波素子アレイ及び第三超音波素子アレイの角度を角度変更部により適宜設定することで、3つの超音波素子アレイから測定対象点に対する精度の高い測定結果を得ることができる。

20

【0014】

本適用例の超音波デバイスにおいて、前記第一連結部及び前記第二連結部の少なくともいずれか一方は、隣り合う前記超音波素子アレイが互いに干渉しない角度を上限角度とし、60°よりも小さい角度を下限角度として、前記隣り合う前記超音波素子アレイの角度を可変として連結する、ことが好ましい。

30

本適用例では、第一連結部及び第二連結部の少なくとも一方において、隣り合う超音波素子アレイ（第一連結部であれば第一超音波素子アレイ及び第二超音波素子アレイ、第二連結部であれば第一超音波素子アレイ及び第三超音波素子アレイ）が互いに干渉しない角度を上限角度として、超音波素子アレイ同士を連結する。これにより、例えば、隣り合う超音波素子アレイ同士が接触して破損することを防止できる。

また、第一連結部及び第二連結部の少なくとも一方は、60°より小さい角度を下限角度として隣り合う超音波素子アレイ同士を連結する。これにより、上限角度から下限角度までの間で角度を変更することで、測定対象の表面から所望の深さ位置までの広範囲に亘って、高精度な超音波測定を実施することが可能となる。

40

【0015】

一適用例に係る超音波測定装置は、複数の超音波送受部を有する複数の超音波素子アレイが互いの角度を可変として連結された超音波デバイスを備える超音波測定装置であって、複数の前記超音波送受部は、前記超音波素子アレイの厚み方向と交差する第一方向に配置され、複数の前記超音波素子アレイは、前記第一方向に連結され、複数の前記超音波素子アレイの互いの角度を変化させる角度変更部を備える、ことを特徴とする。

本適用例では、上述した適用例と同様に、角度変更部により、各超音波素子アレイの厚み方向（送受信面の法線方向）に測定対象点が位置するように、隣り合う超音波素子アレイの角度を変更することで、各超音波素子アレイから測定位置に対する高精度な測定結果

50

を得ることができる。これにより、超音波測定装置において、高精度な測定結果を用いて、例えば高精度な超音波断層像を生成する等の各種処理を実施することができる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】第一実施形態の超音波測定装置の概略構成を示すブロック図。

【図2】第一実施形態の超音波プローブを-Y側から見た際の概略構成を示す図。

【図3】第一実施形態の超音波プローブを+X1側から見た際の概略構成を示す図

【図4】第一実施形態の超音波デバイスの概略構成を示す斜視図。

【図5】第一実施形態の超音波デバイスを-Y側から見た際の概略構成を示す側面図。

【図6】超音波ユニットの概略構成を示す断面図。

10

【図7】第一実施形態の超音波センサーを模式的に示す平面図。

【図8】図7のA-A線を断面した際の超音波センサーの概略断面図。

【図9】第一実施形態の超音波ユニットの連結構成を示す概略平面図。

【図10】第一実施形態において、第二超音波素子アレイ及び第三超音波素子アレイを基準状態から60°回動させた場合の模式図。

【図11】第一実施形態において、第二超音波素子アレイ及び第三超音波素子アレイを基準状態から51.8°回動させた場合の模式図。

【図12】第一実施形態において、第二超音波素子アレイ及び第三超音波素子アレイを基準状態から下限角度だけ回動させた場合の模式図。

【図13】第一実施形態の超音波測定装置における超音波測定処理の一例を示すフローチャート。

20

【図14】第二実施形態における上限角度を説明するための図。

【図15】第三実施形態における上限角度を説明するための図。

【図16】第三実施形態における下限角度を説明するための図。

【発明を実施するための形態】

【0017】

[第一実施形態]

以下、第一実施形態に係る超音波測定装置について説明する。

図1は、第一実施形態の超音波測定装置1の概略構成を示すブロック図である。

図1に示すように、本実施形態の超音波測定装置1は、対象物(本実施形態では生体M)に対して固定される超音波プローブ2と、超音波プローブ2を制御して生体Mの内部断層画像(超音波断層像)を生成する制御装置7と、得られた内部断層画像が表示される表示装置8と、を備えている。

30

【0018】

本実施形態の超音波測定装置1は、例えば穿刺針を生体内の所定の器官(例えば血管)に挿入する穿刺作業を行う際に好適に用いることができる。

例えば、穿刺作業において、施術者は、超音波プローブ2を生体における穿刺を行いたい患部位置に超音波の伝搬効率を向上させるための音響整合部材9(例えばジェル等)を塗布し、超音波プローブ2を固定する。そして、超音波測定装置1は、超音波プローブ2から生体内に超音波を送信する超音波送信処理、及び生体M内で反射された反射超音波を超音波プローブ2で受信する超音波受信処理を行う。制御装置7は、超音波プローブ2から超音波受信処理により得られた受信信号が入力されると、当該受信信号に基づいて生体M内の超音波断層像を形成して表示装置8に表示させる。

40

このような超音波測定装置1を用いることで、施術者は、表示装置8に表示された超音波断層像を確認(観察)しながら、穿刺作業を効率的に行うことができる。

以下、本実施形態の超音波測定装置1の各構成について詳細に説明する。

【0019】

[超音波プローブの構成]

図2は、超音波プローブ2を-Y側から見た際の概略構成を示す図であり、図3は、+X1側から見た際の概略構成を示す図である。

50

超音波プローブ 2 は、図 2 及び図 3 に示すように、超音波を送受信する超音波デバイス 3 と、この超音波デバイス 3 を支持する固定部材 6 と、を含み構成される。なお、図示は省略するが、超音波デバイス 3 を支持する固定部材 6 を収納する筐体が設けられる構成などとしてもよい。

固定部材 6 は、超音波デバイス 3 を固定するとともに、超音波デバイス 3 と生体 M との間に配置する音響整合部材 9 を固定する。

また、超音波プローブ 2 は、ケーブルにより制御装置 7 に接続され、当該制御装置 7 による制御に基づいて得られた超音波断層像が表示装置 8 に表示される。

#### 【 0 0 2 0 】

[ 超音波デバイスの構成 ]

図 4 は、超音波デバイス 3 の概略構成を示す斜視図である。図 5 は、超音波デバイス 3 を - Y 側から見た際の概略構成を示す側面図である。

超音波デバイス 3 は、3 つの超音波ユニット 4 ( 第一ユニット 4 A、第二ユニット 4 B 及び第三ユニット 4 C ) を備える。これらの超音波ユニット 4 が X 1 方向の列として配置され、かつ、X 1 方向に交差 ( 本実施形態では直交を例示 ) する第二方向である Y 方向に対して所定寸法ずれた位置に配置されている。

すなわち、X 1 方向の - X 1 側端部に第二ユニット 4 B が配置され、第二ユニット 4 B の + X 1 側に第一ユニット 4 A が配置される。この際、Y 方向に対して、第一ユニット 4 A は、第二ユニット 4 B より + Y 側にずれて位置する。Y 方向のずれ量は、超音波測定を実施する際の測定位置の間隔 ( スキャン面の間隔 ) であり、例えば超音波ユニット 4 の Y 方向の寸法未満の間隔寸法となる。同様に、第一ユニット 4 A の + X 1 側に第三ユニット 4 C が配置される。この第三ユニット 4 C は、Y 方向に対して、第一ユニット 4 A より + Y 側にずれて位置する。第三ユニット 4 C の第一ユニット 4 A に対するずれ量も、超音波測定を実施する際の測定位置の間隔に応じて設定され、例えば超音波ユニット 4 の Y 方向の寸法未満の間隔寸法に設定される。

#### 【 0 0 2 1 】

[ 超音波ユニットの構成 ]

図 6 は、超音波ユニット 4 の概略構成を示す断面図である。

超音波ユニット 4 は、筐体 4 1 を備え、この筐体 4 1 の内部に、図 6 に示すように、超音波センサー 4 2 と、回路基板 4 6 とが収納されている。

後に詳述するが、超音波センサー 4 2 は、超音波の送受信を行う超音波素子アレイ 4 3 を有する。この超音波素子アレイ 4 3 は、一方向 ( スキャン方向 ) に沿って配列された複数の超音波送受部 4 4 を備える一次元アレイとして構成されている。

ここで、第一ユニット 4 A、第二ユニット 4 B、及び第三ユニット 4 C のそれぞれに対応する超音波センサー 4 2 を、第一超音波センサー 4 2 A、第二超音波センサー 4 2 B、及び第三超音波センサー 4 2 C とする。また、第一超音波センサー 4 2 A、第二超音波センサー 4 2 B、及び第三超音波センサー 4 2 C のそれぞれに対応する超音波素子アレイ 4 3 を、第一超音波素子アレイ 4 3 A、第二超音波素子アレイ 4 3 B、及び第三超音波素子アレイ 4 3 C とする。

#### 【 0 0 2 2 】

そして、本実施形態では、第一ユニット 4 A 及び第二ユニット 4 B が、Y 方向を軸心とした回動機構を有する第一連結部 3 1 により連結されている。また、第一ユニット 4 A 及び第三ユニット 4 C が、Y 方向を軸心とした回動機構を有する第二連結部 3 2 により連結されている。したがって、第二ユニット 4 B は、Y 方向に沿った軸心を中心として、第一ユニット 4 A に対して角度が可変となる。同様に、第三ユニット 4 C は、Y 方向に沿った軸心を中心として、第一ユニット 4 A に対して角度が可変となる。

なお、各超音波ユニット 4 の連結構成及び回動機構については後述する。

#### 【 0 0 2 3 】

各超音波ユニット 4 において、超音波素子アレイ 4 3 は、図 5 に示すように、超音波を送受信する送受信面 4 3 1 ( アレイ面 ) を有する。送受信面 4 3 1 の法線方向は、超音波

10

20

30

40

50

素子アレイ 4 3 の厚み方向であり、図 6 において Z 2 方向となる。また、各超音波ユニット 4 において、超音波プローブ 2 における X 1 - Z 1 平面と、送受信面 4 3 1 との交線に平行な方向が X 2 方向であり、超音波素子アレイ 4 3 の厚み方向に交差（本実施形態では直交を例示）する第一方向に相当する。ここで、隣り合う超音波ユニット 4 が 180°で連結されている（送受信面 4 3 1 が同一平面上となる）場合、各超音波素子アレイ 4 3 の X 2 方向は X 1 方向と平行になる。これは、言い換えると、複数の超音波素子アレイ 4 3（複数の超音波ユニット 4）が第一方向である X 2 方向に角度を可変に連結されていることを意味する。

そして、各超音波ユニット 4 の超音波素子アレイ 4 3 は、X 2 方向に並ぶ超音波送受部 4 4 を備えている。

なお、本実施形態では、第二超音波素子アレイ 4 3 B 及び第三超音波素子アレイ 4 3 C の第一超音波素子アレイ 4 3 A に対する角度が可変となり、各超音波素子アレイ 4 3 における X 2 方向及び Z 2 方向は、当該角度により異なる方向となる。よって、以降の説明にあたり、第一超音波素子アレイ 4 3 A における X 2 方向を X 2 A 方向、Z 2 方向を Z 2 A 方向と称し、第二ユニット 4 B における X 2 方向を X 2 B 方向、Z 2 方向を Z 2 B 方向と称し、第三ユニット 4 C における X 2 方向を X 2 C 方向、Z 2 方向を Z 2 C 方向と称す場合がある。

また、本実施形態では、第一ユニット 4 A は、X 2 方向が X 1 方向と平行となるように固定部材 6 に固定される。したがって、X 2 A 方向は X 1 方向であり、Z 2 A 方向は Z 1 方向となる。

#### 【0024】

##### [ 筐体の構成 ]

筐体 4 1 は、例えば平面視が矩形状となる箱状部材であり、内部に超音波センサー 4 2 や回路基板 4 6 を収納する。筐体 4 1 は、図 6 に示すように、生体 M 側の一面に、超音波センサー 4 2 を露出させるセンサー窓 4 1 1 が設けられている。

#### 【0025】

##### [ 超音波センサーの構成 ]

次に、超音波センサー 4 2 について説明する。

図 7 は、本実施形態の超音波センサー 4 2 を模式的に示す平面図である。図 8 は、図 7 の A - A 線を断面した際の超音波センサー 4 2 の概略断面図である。なお、図 7 及び図 8 は、第一ユニット 4 A を構成する超音波センサー 4 2 について図示している。

超音波センサー 4 2 は、一つの超音波素子アレイ 4 3 を備える。この超音波素子アレイ 4 3 は、上述したように、X 2 方向に並ぶ複数の超音波送受部 4 4 により構成される。また、超音波送受部 4 4 は、複数の超音波トランスデューサー 4 5 が Y 方向に配置されて構成されている。この超音波素子アレイ 4 3 は、超音波送受部 4 4 が個別に駆動されることにより、Y 方向における超音波送受部 4 4 の中央を通り、かつ、Z 2 - X 2 面に平行な仮想面（以下、スキャン面とも称す）に沿って、超音波ビームを走査可能に構成されている。

なお、図 7 に示す例では、超音波送受部 4 4 は、Y 方向 7 個の超音波トランスデューサー 4 5 を含んで構成され、超音波センサー 4 2 は、X 2 方向に 8 個の超音波送受部 4 4 を含んで構成されるが、これに限定されず、例えばより多くの超音波トランスデューサー 4 5 が配置されていてもよい。

#### 【0026】

超音波センサー 4 2 は、例えば、図 8 に示すように、素子基板 4 2 1、封止板 4 2 2、音響層 4 2 3、及び音響レンズ 4 2 4 等を含んで構成されている。

素子基板 4 2 1 は、図 7 に示すように、基部 4 2 1 A と、振動膜 4 2 1 B と、圧電素子 4 2 1 C と、を備えている。

基部 4 2 1 A は、例えば Si 等の半導体基板により構成されている。この基部 4 2 1 A には、各々の超音波トランスデューサー 4 5 に対応した開口部 4 2 1 A 1 が設けられている。本実施形態では、各開口部 4 2 1 A 1 は、基部 4 2 1 A の基板厚み方向を貫通した貫

10

20

30

40

50

穿孔であり、当該貫穿孔の一端側（封止板 4 2 2 側）に振動膜 4 2 1 B が設けられる。

【 0 0 2 7 】

振動膜 4 2 1 B は、例えば  $\text{SiO}_2$  や、 $\text{SiO}_2$  及び  $\text{ZrO}_2$  の積層体等より構成され、基部 4 2 1 A の封止板 4 2 2 側全体を覆って設けられている。すなわち、振動膜 4 2 1 B は、開口部 4 2 1 A 1 を構成する隔壁 4 2 1 A 2 により支持され、開口部 4 2 1 A 1 の封止板 4 2 2 側を閉塞する。この振動膜 4 2 1 B の厚み寸法は、基部 4 2 1 A に対して十分小さい厚み寸法となる。

【 0 0 2 8 】

圧電素子 4 2 1 C は、図 7 及び図 8 に示すように、各開口部 4 2 1 A 1 を閉塞する振動膜 4 2 1 B 上にそれぞれ設けられている。この圧電素子 4 2 1 C は、下部電極 4 2 1 C 1、圧電膜 4 2 1 C 2、及び上部電極 4 2 1 C 3 の積層体により構成されている。ここで、振動膜 4 2 1 B のうち、開口部 4 2 1 A 1 を閉塞する領域と、圧電素子 4 2 1 C とにより、1 つの超音波トランスデューサー 4 5 が構成される。

10

【 0 0 2 9 】

このような超音波トランスデューサー 4 5 では、下部電極 4 2 1 C 1 及び上部電極 4 2 1 C 3 の間に所定周波数の矩形波電圧が出力されることで、圧電膜 4 2 1 C 2 が変形され、これにより開口部 4 2 1 A 1 を閉塞する振動膜 4 2 1 B が振動することで、超音波が送信される（超音波送信処理）。また、振動膜 4 2 1 B に超音波が入力されて振動膜 4 2 1 B が振動すると、圧電膜 4 2 1 C 2 の下部電極 4 2 1 C 1 側と上部電極 4 2 1 C 3 側との間で電位差が生じる。これにより、下部電極 4 2 1 C 1 及び上部電極 4 2 1 C 3 の電位差を検出することで、超音波が受信されたことを検出することが可能となる（超音波受信処理）。

20

【 0 0 3 0 】

また、本実施形態では、上述のように、超音波トランスデューサー 4 5 が、X 2 方向及び Y 方向に沿ってアレイ状に配置されている。

ここで、下部電極 4 2 1 C 1 は、駆動電極配線であり、Y 方向に沿う直線状に形成され、X 2 方向に沿って複数平行に配列される。つまり、下部電極 4 2 1 C 1 は、Y 方向に並ぶ複数の超音波トランスデューサー 4 5 に跨って設けられ、これらを結線する。この下部電極 4 2 1 C 1 の両端部（± Y 側端部）には、回路基板 4 6 に電気接続される駆動端子部 4 2 1 D 1 が設けられている。

30

また、上部電極 4 2 1 C 3 は、X 2 方向に沿って直線状に形成されており、X 2 方向に並ぶ複数の超音波トランスデューサー 4 5 に跨って設けられ、これらを結線する。そして、上部電極 4 2 1 C 3 の ± X 2 側端部は共通電極線 4 2 1 D 2 に接続される。この共通電極線 4 2 1 D 2 は、Y 方向に沿って複数配置された上部電極 4 2 1 C 3 同士を結線し、その ± Y 側端部には、回路基板 4 6 に電気接続される共通端子 4 2 1 D 3 が設けられている。

【 0 0 3 1 】

次に、超音波センサー 4 2 を構成する封止板 4 2 2 について説明する。封止板 4 2 2 は、素子基板 4 2 1 に接合され、素子基板 4 2 1 を補強する。この封止板 4 2 2 は、Z 2 方向から見た平面視において、素子基板 4 2 1 の超音波トランスデューサー 4 5 が配置される領域を覆って形成されており、例えば、Si 等の半導体基板や、絶縁体基板により構成される。なお、封止板 4 2 2 の材質や厚みは、超音波トランスデューサー 4 5 の周波数特性に影響を及ぼすため、超音波トランスデューサー 4 5 にて送受信する超音波の中心周波数に基づいて設定することが好ましい。

40

【 0 0 3 2 】

そして、この封止板 4 2 2 は、例えば、素子基板 4 2 1 の振動膜 4 2 1 B 上に形成された接合膜 4 2 2 A により素子基板 4 2 1 に接合される。接合膜 4 2 2 A は、基部 4 2 1 A の開口部 4 2 1 A 1 以外の領域（開口部 4 2 1 A 1 間の隔壁 4 2 1 A 2）に対応して設けられている。よって、接合膜 4 2 2 A により振動膜 4 2 1 B の振動が阻害されることがなく、各超音波トランスデューサー 4 5 の間のクロストークも抑制できる。

50

また、図示は省略するが、封止板 4 2 2 は、下部電極 4 2 1 C 1 や上部電極 4 2 1 C 3 の端子に対向して貫通孔が設けられており、当該貫通孔に下部電極 4 2 1 C 1 や上部電極 4 2 1 C 3 と回路基板 4 6 とを接続する電極が設けられる。電極としては、例えば貫通電極であってもよく、リード線や F P C 等であってもよい。

#### 【 0 0 3 3 】

音響層 4 2 3 は、図 8 に示すように、基部 4 2 1 A の開口部 4 2 1 A 1 内を埋めるように、素子基板 4 2 1 の超音波の送受信側に設けられている。

音響レンズ 4 2 4 は、素子基板 4 2 1 の超音波の送受信側に設けられている。この音響レンズ 4 2 4 は、超音波トランスデューサ 4 5 から送信された超音波を生体内の所定の深さ位置に収束させる。

このような音響層 4 2 3 や音響レンズ 4 2 4 は、超音波トランスデューサ 4 5 から送信された超音波を生体に伝搬させ、また、生体内で反射した超音波を効率よく超音波トランスデューサ 4 5 に伝搬させる。このため、音響層 4 2 3 や音響レンズ 4 2 4 としては、音響インピーダンスの値が生体の音響インピーダンスに近い値となる素材により形成される。このような素材として、例えばシリコン等が挙げられる。

#### 【 0 0 3 4 】

##### [ 回路基板の構成 ]

次に、回路基板 4 6 について説明する。

回路基板 4 6 は、超音波センサー 4 2 の各駆動端子部 4 2 1 D 1 及び各共通端子 4 2 1 D 3 のそれぞれと電気接続されており、制御装置 7 の制御に基づいて超音波センサー 4 2 を制御する。

具体的には、回路基板 4 6 は、送信回路、基準電極回路、受信回路等を備えている。送信回路は、各駆動端子部 4 2 1 D 1 にパルス波形の駆動電圧を印加する。基準電極回路は、各共通端子 4 2 1 D 3 に所定の基準電圧（例えば 0 V 等）を印加する。受信回路は、各駆動端子部 4 2 1 D 1 から出力された受信信号を取得し、当該受信信号の増幅処理、A - D 変換処理、整相加算処理等を実施して制御装置 7 に出力する。

#### 【 0 0 3 5 】

##### [ 各超音波ユニット 4 の連結構成 ]

次に、上記のような超音波ユニット 4（第一ユニット 4 A、第二ユニット 4 B、第三ユニット 4 C）の連結構成及び回動機構について説明する。

図 9 は、超音波ユニット 4 の連結構成を示す概略平面図である。

第一ユニット 4 A の筐体 4 1（4 1 A）と、第二ユニット 4 B の筐体 4 1（4 1 B）との間には、上述したように、第一連結部 3 1 が設けられ、回動機構によって、第二ユニット 4 B を第一ユニット 4 A に対して回動可能に連結する。

この回動機構としては、第一ユニット 4 A と第二ユニット 4 B との角度を所望の角度に変更可能な構成であれば、如何なる構成を用いてもよく、例えば、図 9 に示すような構成が例示できる。

すなわち、図 9 に示す例では、第一連結部 3 1 は、第一ユニット 4 A の筐体 4 1 A の - X 2 A 側端面に接続される第一接続片 3 1 1 と、第二ユニット 4 B の筐体の + X 2 B 側端面に接続される第二接続片 3 1 2 と、第一接続片 3 1 1 及び第二接続片 3 1 2 の間に設けられ Y 方向に沿った軸心を有する第一回動部 3 1 3 とを備える。

#### 【 0 0 3 6 】

第一接続片 3 1 1 は、第二ユニット 4 B 側に突出する第一支持部 3 1 1 A を有する。この第一支持部 3 1 1 A は、例えば Y 方向に貫通する貫通孔が設けられ、当該貫通孔に第一回動部 3 1 3 の第一回動軸 3 1 3 A が挿通される。なお、本例では、貫通孔を一例として挙げるが、例えば第一回動軸 3 1 3 A を挟持する構成などとしてもよい。以降に説明する第二支持部 3 1 2 A、第三支持部 3 2 1 A、第四支持部 3 2 2 A においても同様である。

第二接続片 3 1 2 は、第一ユニット 4 A 側に突出する第二支持部 3 1 2 A を有する。この第二支持部 3 1 2 A は、例えば Y 方向に貫通する貫通孔が設けられ、当該貫通孔に第一回動軸 3 1 3 A が挿通される。そして、第二支持部 3 1 2 A の一部は、第一回動軸 3 1 3

10

20

30

40

50

Aに固定され、第一回動軸313Aが軸心を中心に回動されることで、第二接続片312に接続された第二ユニット4Bも回動される。

【0037】

第一回動部313は、第一回動軸313Aと、第一角度変更部313Bとを含んで構成される。

第一角度変更部313Bは、例えば、図3及び図4に示すように、第一回動軸313Aの一端部で、超音波デバイス3の外側に設けられる。第一角度変更部313Bは、例えばサーボモーター等、回転方向を反転可能なモーターであり、制御装置7から入力された制御信号に基づいた回転方向に、制御信号に基づいた角度だけ回転される。なお、ここでは、正逆方向に回転可能なモーターを用いる例を示すが、例えば、第一回動軸313Aとの間に回転方向を制御するための切り替えギアを設ける構成としてもよい。また、第一角度変更部313Bに第一回動軸313Aが直接連結されて、回転駆動力が直接伝達される例を示すが、第一角度変更部313Bと第一回動軸313Aとの間に、回転数を制御するためのギアが適宜配置されてもよい。

10

【0038】

また、第一ユニット4Aの筐体41Aと、第三ユニット4Cの筐体41(41C)との間には、上述したように、第二連結部32が設けられ、回動機構によって、第三ユニット4Cを第一ユニット4Aに対して回動可能に連結する。

この回動機構としては、上記第一連結部31と同様の構成を用いることができる。

例えば、図9に示すように、第二連結部32は、第一ユニット4Aの筐体41Aの+X2A側端面に接続される第三接続片321と、第三ユニット4Cの筐体41Cの-X2C側端面に接続される第四接続片322と、第三接続片321及び第四接続片322の間に設けられY方向に沿った軸心を有する第二回動部323とを備える。

20

【0039】

第三接続片321は、第三ユニット4C側に突出する第三支持部321Aを有する。第三支持部321Aは、例えばY方向に貫通する貫通孔を有し、当該貫通孔に第二回動部323の第二回動軸323Aが挿通される。

第四接続片322は、第一ユニット4A側に突出する第四支持部322Aを有する。この第四支持部322Aは、例えばY方向に貫通する貫通孔が設けられ、当該貫通孔に第二回動軸323Aが挿通される。そして、第四支持部322Aの一部は、第二回動軸323Aに固定され、第二回動軸323Aが軸心を中心に回動されることで、第四接続片322に接続された第三ユニット4Cも回動される。

30

【0040】

第二角度変更部323Bは、例えば、図3及び図4に示すように、第二回動軸323Aの一端部で、超音波デバイス3の外側に設けられる。第二角度変更部323Bは、例えばサーボモーター等、回転方向を反転可能なモーターにより構成され、制御装置7から入力された制御信号に基づいた回転方向に、制御信号に基づいた角度だけ回転される。なお、第一角度変更部313Bと同様、例えば第二回動軸323Aとの間に回転方向を制御するための切り替えギアを設ける構成としてもよく、第二角度変更部323Bと第二回動軸323Aとの間に、回転数を制御するためのギアを設ける構成としてもよい。

40

第一角度変更部313B及び第二角度変更部323Bにより設定される回動角度範囲についての詳細な説明は後述する。

【0041】

[固定部材の構成]

固定部材6は、図2及び図3に示すように、音響整合部材9を超音波デバイス3に対して固定する。この固定部材6は、超音波デバイス3が取り付けられる固定本体部61と、固定本体部61の-Y側かつ+Z1側からZ1方向に延出する第一固定部材62と、当該第一固定部材62の+Y側に位置し、固定本体部61の+Y側かつ+Z側からZ1方向に延出する第二固定部材63と、を有する。音響整合部材9は、第一固定部材62と第二固定部材63との間に挟まれるように配置される。これにより、超音波プローブ2を生体M

50

の表面に沿って移動させたとしても、超音波デバイス 3 に対する音響整合部材 9 の位置ずれを抑制できる。

#### 【 0 0 4 2 】

固定本体部 6 1 は、制御装置 7 に接続されるケーブルが設けられている。この固定本体部 6 1 は、超音波プローブ 2 を操作する際に施術者によって把持される。固定本体部 6 1 の形状は、図示例のように矩形状に限らず、施術者が把持し易い形状であってもよい。また、固定本体部 6 1 の内部に超音波センサー 4 2 を駆動するための回路基板等が設けられていてもよい。

#### 【 0 0 4 3 】

第一固定部材 6 2 は、図 2 に示すように、Y 方向から見た平面視において、略矩形状の外形を有する。この第一固定部材 6 2 は、穿刺針のガイドとしての溝部 6 2 2 と、スキャン開始位置を示す開始マーク 6 2 3 と、を有する。

溝部 6 2 2 は、第一固定部材 6 2 の - Y 側の面 6 2 1 の + Z 1 側の端部で、かつ、X 1 方向における中心部に形成されている。この溝部 6 2 2 の底面 6 2 2 A は、図 3 に示すように、+ Z 1 側に向かうにしたがって + Y 側に向かうように所定の角度（例えば X 1 - Y 面に対して 15 ° 以上 30 ° 以下の角度）で傾斜している。このため、施術者は、穿刺針 1 0 を底面 6 2 2 A に沿って移動させることにより、超音波プローブ 2 に対して穿刺針 1 0 を所定の角度で移動させることが容易である。したがって、施術者は、生体 M の内部の血管に対して穿刺針 1 0 を穿刺する際に、適切な穿刺作業をより容易に行うことができる。

#### 【 0 0 4 4 】

開始マーク 6 2 3 は、例えば、第一固定部材 6 2 の - Y 側の面 6 2 1 の - X 1 側の位置に設けられ、超音波プローブ 2 におけるスキャンが開始される - X 1 側の位置を示す。なお、開始マーク 6 2 3 は、X 1 方向及び Z 1 方向のそれぞれに沿って設けられ互いに L 字状に交差する溝を例示しているが、これに限定されず、例えば、X 1 方向及び Z 1 方向のいずれかに沿って設けられた溝であってもよいし、Y 方向から見た平面視において円形や矩形状の溝であってもよい。また、開始マーク 6 2 3 は、溝以外にも突部であってもよい。また、第一固定部材 6 2 に開始マーク 6 2 3 を印字してもよい。また、開始マーク 6 2 3 のみが設けられる例を示したが、スキャンが終了する終了マーク等が更に設けられる構成としてもよい。

#### 【 0 0 4 5 】

##### [ 音響整合部材の構成 ]

音響整合部材 9 は、図 2 及び図 3 に示すように、超音波測定時において、超音波デバイス 3 と生体 M の表面との間に配置され、超音波デバイス 3 から送信された超音波を生体に効率良く伝搬させ、また、生体内で反射した超音波を効率良く超音波デバイス 3 に伝搬させる。このため音響整合部材 9 は、生体に近い音響インピーダンスを有する。

また、音響整合部材 9 は、弾性材料、例えばジェル状の材料で形成され、Y 方向から見た平面視において台形状の外形を有する。このため、音響整合部材 9 は、超音波デバイス 3 の各超音波素子アレイ 4 3 と、生体表面との両方に対して好適に密着可能である。

#### 【 0 0 4 6 】

##### [ 制御装置の構成 ]

次に、制御装置 7 について説明する。

制御装置 7 は、CPU (Central Processing Unit) 等により構成された演算部と、メモリー等により構成された記憶部とを含んで構成される。

記憶部には、超音波プローブ 2 を用いた超音波測定や、超音波測定結果に基づいた生体の超音波断層像の生成及び表示を行うための各種プログラムや各種データが記憶されている。

演算部は、記憶部に記憶された各種プログラムを読み込み実行することで、図 1 に示すように、送受信制御部 7 1、画像形成部 7 2、表示制御部 7 3、及び角度制御部 7 4 等として機能する。また、制御装置 7 には、その他、キーボード等により構成された入力操作

10

20

30

40

50

部等が設けられていてもよい。

【0047】

送受信制御部71は、超音波プローブ2を制御して、超音波センサー42の所定の超音波送受部44から超音波を送信させる。また、送受信制御部71は、超音波プローブ2を制御して、超音波送受部44からの受信信号を取得する。

【0048】

画像形成部72は、超音波プローブ2の各超音波素子アレイ43A, 43B, 43Cから出力された受信信号(画像信号)に基づいて、各超音波素子アレイ43A, 43B, 43Cのそれぞれに対応する超音波断層像を生成する。

表示制御部73は、表示装置8に対して、生成された各超音波断層像を表示させる。

10

【0049】

角度制御部74は、第一角度変更部313Bや第二角度変更部323Bを制御することで、第二超音波素子アレイ43Bや第三超音波素子アレイ43Cの第一超音波素子アレイ43Aに対する傾斜角度を変更する。

【0050】

本実施形態では、所定深さ位置dにおいて、X1方向の位置が略同じであり、かつY方向の位置がずれた3か所の測定位置に対する超音波測定を実施する。つまり、角度制御部74は、図5に示すようなY方向から見た平面視において、第一超音波素子アレイ43Aによる超音波測定の測定領域F1と、第二超音波素子アレイ43Bによる超音波測定の測定領域F2と、第三超音波素子アレイ43Cによる超音波測定の測定領域F3と、が重なり合う部分(重畳領域F4)に測定対象点(点P)が位置するよう、当該測定対象点の測定深さに応じて、第二超音波素子アレイ43B及び第三超音波素子アレイ43Cの第一超音波素子アレイ43Aに対する傾斜角度を変更する。

20

ここで、第一超音波素子アレイ43Aの開口中心(X2方向及びY方向における中心)を通る送受信面431面の法線を法線N1とする。同様に、第二超音波素子アレイ43B及び第三超音波素子アレイ43Cについて、開口中心を通る送受信面431面の法線をそれぞれ法線N2、法線N3とする。各法線N1, N2, N3は、-Y側から見た平面視において点Pで交差している。なお、実際には、各法線N1, N2, N3は、ねじれの関係にあるため、互いに交差していない。

なお、本実施形態において、第一超音波素子アレイ43A、第二超音波素子アレイ43B及び第三超音波素子アレイ43Cは、点Pから等距離の位置に配置されている。

30

【0051】

[第二超音波素子アレイ及び第三超音波素子アレイの回動角度範囲]

本実施形態では、第一超音波素子アレイ43Aと第二超音波素子アレイ43Bとが同一平面となる状態を基準状態として、第二超音波素子アレイ43Bの回動角度範囲(上限角度 $\theta_H$ 及び下限角度 $\theta_L$ )が予め設定されている。第一超音波素子アレイ43Aと第三超音波素子アレイ43Cとの角度においても同様であり、第一超音波素子アレイ43A及び第三超音波素子アレイ43Cとが同一平面となる状態を基準状態として、第三超音波素子アレイ43Cの基準状態からの回動角度範囲(上限角度 $\theta_H$ 及び下限角度 $\theta_L$ )が予め設定されている。したがって、角度制御部74は、この予め設定された回動角度範囲内で、第二超音波素子アレイ43B及び第三超音波素子アレイ43Cの傾斜角度を制御する。

40

以下、角度制御部74による超音波素子アレイ43の回動角度範囲について説明する。なお、本実施形態では、第二超音波素子アレイ43Bにおける上限角度 $\theta_H$ 及び下限角度 $\theta_L$ と、第三超音波素子アレイ43Cにおける上限角度 $\theta_H$ 及び下限角度 $\theta_L$ とが同一である例を示す。よって、以下では、第二超音波素子アレイ43Bにおける上限角度 $\theta_H$ 及び下限角度 $\theta_L$ について説明し、第三超音波素子アレイ43Cにおける上限角度 $\theta_H$ 及び下限角度 $\theta_L$ については、その説明を省略する。

【0052】

上限角度 $\theta_H$ としては、第一超音波素子アレイ43Aと第二超音波素子アレイ43Bとが干渉しない角度が設定される。例えば、第二超音波素子アレイ43Bを基準状態から1

50

80°回転させた際に、第一超音波素子アレイ43Aに干渉する場合、上限角度 $\theta_H$ として180°未満の角度が設定される。なお、実際には、第一超音波素子アレイ43A及び第二超音波素子アレイ43Bは、それぞれ筐体41A、41Bに格納されているので、筐体41A及び筐体41Bが回転により干渉する角度を上限として設定すればよい。

#### 【0053】

また、上限角度 $\theta_H$ の好ましい値としては、60°よりも小さい値であることが好ましい。

図10は、第二超音波素子アレイ43B及び第三超音波素子アレイ43Cを基準状態から60°回転させた場合の模式図である。なお、図10は、超音波デバイス3をY方向から見た平面視であり、筐体41や回路基板46、第一連結部31や第二連結部32の図示を省略している。後述する図11及び図12においても同様である。

本実施形態では、各超音波素子アレイ43からスキャン面に対して、送受信面431の法線方向に超音波が送信され、測定対象(生体M)内で反射された超音波は、送受信面431に対して法線方向から入った超音波を受信する、いわゆるリニアスキャンを実施する。ここで、図10に示すように、第二超音波素子アレイ43B及び第三超音波素子アレイ43Cを、それぞれ60°以上回転させると、平面視において、第二超音波素子アレイ43Bの測定領域F2に第三超音波素子アレイ43Cの一部が含まれてしまう。つまり、本実施形態では、各超音波素子アレイ43のスキャン面はY方向にずれて位置するが、超音波は、X2方向及びY方向に対してある程度の拡がりをもつてZ2方向に伝搬される。このため、図10に示すような平面視において、測定領域F2と第三超音波素子アレイ43Cとが重なると、第二超音波素子アレイ43Bから出力された超音波が第三超音波素子アレイ43Cに受信され、第三超音波素子アレイ43Cから出力された超音波が第二超音波素子アレイ43Bに受信されるおそれがある。このような理由から、上限角度としては、60°よりも小さい角度とすることが好ましい。

#### 【0054】

図11は、第二超音波素子アレイ43B及び第三超音波素子アレイ43Cを基準状態から51.8°回転させた場合の模式図である。

上限角度 $\theta_H$ としては、60°より小さく、51.8°以上であることがより好ましい。

図11に示すように、第二超音波素子アレイ43B及び第三超音波素子アレイ43Cを、それぞれ約51.8°回転させると、平面視において、測定領域F1の+X2A側の端部と、測定領域F2の+X2B側の端部との交差位置が、生体Mと音響整合部材9との境界位置となる。同様に、平面視において、測定領域F1の-X2A側の端部と、測定領域F3の-X2C側の端部との交差位置が、生体Mと音響整合部材9との境界位置となる。

したがって、上限角度 $\theta_H$ が、60°より小さく、51.8°以上である場合、図10及び図11に示すように、生体Mと音響整合部材9との境界近傍(つまり、生体Mにおいて深度が最も浅い表皮部分)を測定する場合に、各超音波素子アレイ43にて広範囲に対して超音波測定を実施することができる。

#### 【0055】

一方、下限角度 $\theta_L$ としては、測定深度に応じて設定する。ここで、本実施形態では、所定のX1方向の位置、及び所定のZ1方向の位置(深さ)に位置する測定対象点(点Pを中心とした領域)を、Y方向においてずれた3つの測定位置で測定する。したがって、下限角度 $\theta_L$ としては、上限角度 $\theta_H$ よりも小さく、測定領域F2及び測定領域F3を、測定領域F1に重ねられる下限角度 $\theta_L$ が設定されていけばよい。つまり、下限角度 $\theta_L$ としては、60°よりも小さい角度であり、0°よりも大きい角度に設定されていけばよい。

#### 【0056】

図12は、第二超音波素子アレイ43B及び第三超音波素子アレイ43Cを基準状態から下限角度 $\theta_L$ だけ回転させた場合の模式図である。

ところで、超音波プローブ2により超音波測定を実施する際の測定対象点の深度は、予

め決められている。つまり、超音波測定において、深度が深い測定対象点の測定を行う場合、低周波数の超音波ほど深度の深い位置を測定することができる。超音波プローブ2は、超音波測定を行う部位は目的に応じて、測定可能な最大深度Dが設定されており、当該最大深度Dに対する超音波測定が可能な周波数の超音波が出力できるように、各超音波トランスデューサ45の開口サイズ等（振動膜421Bの振動領域の面積）が設定される。

また、各超音波素子アレイ43のX2方向のサイズ（幅寸法）をW、超音波プローブ2を用いた超音波測定を行う際の最大深度をDとした場合に、下限角度 $\theta_L$ は、下記式（1）を満たす角度に設定されることがより好ましい。

【0057】

[数1]

$$W \cos \theta_L + 2W \cos^2 \theta_L - W - 2D \sin \theta_L = 0 \quad \dots (1)$$

【0058】

角度制御部74は、上述したような上限角度 $\theta_H$ から下限角度 $\theta_L$ の間で、第二超音波素子アレイ43B及び第三超音波素子アレイ43Cの、第一超音波素子アレイ43Aに対する角度を、測定対象点の深度に応じて変更する。

【0059】

[超音波測定処理]

図13は、超音波測定装置1における超音波測定処理の一例を示すフローチャートである。

以下、超音波測定装置1における超音波測定処理について図13に基づいて説明する。

超音波測定装置1による超音波測定処理では、まず、測定者は、生体M（患者等）の対象部位に、音響整合部材9を介して超音波プローブ2を固定する。その後、図13に示すように、制御装置7は、測定深度を取得する（ステップS1）。

このステップS1では、例えば、測定者が、制御装置7に通信可能に接続された入力装置等を操作して、超音波測定を実施する深度を入力する。入力装置としては、制御装置7に設けられた操作部であってもよく、超音波プローブ2に設けられた操作部であってもよい。深度の入力は、具体的な深度の深さが入力されてもよく、予め設定された複数の深度レベルから測定者が所望の深度レベルを選択してもよい。制御装置7は、測定者の入力装置の操作から操作信号に基づいて、測定を実施する測定深度d、つまり、生体Mの表皮から測定対象点（点P）の深さdを取得する。

【0060】

次に、角度制御部74は、ステップS1により取得した深度dを用いて第二超音波素子アレイ43B及び第三超音波素子アレイ43Cの、第一超音波素子アレイ43Aに対する傾斜角度 $\theta$ を算出する（ステップS2）。

ステップS2では、例えば、下記式（2）を満たす角度 $\theta$ を算出する。

【0061】

[数2]

$$W \cos \theta + 2W \cos^2 \theta - W - 2d \sin \theta = 0 \quad \dots (2)$$

【0062】

式（2）において、Wは、各超音波素子アレイ43AのX2方向の幅寸法であり、予め制御装置7の記憶部に記憶されている。

なお、ここでは、式（2）に基づいて傾斜角度 $\theta$ を算出する例を示すが、これに限定されない。例えば、記憶部に、測定深度dと傾斜角度 $\theta$ との関係を示すテーブルデータを記憶しておいてもよい。この場合、ステップS1にて取得した測定深度dに対応する傾斜角度 $\theta$ をテーブルデータから取得すればよい。

【0063】

この後、角度制御部74は、ステップS2にて算出された傾斜角度 $\theta$ となるように、第一連結部31の第一角度変更部313B及び第二連結部32の第二角度変更部323Bを駆動させ、第二ユニット4B及び第三ユニット4Cの第一ユニット4Aに対する角度を変

10

20

30

40

50

更する（ステップ S 3）。これにより、第二ユニット 4 B 内の第二超音波素子アレイ 4 3 B、及び第三ユニット 4 C 内の第三超音波素子アレイ 4 3 C が、第一超音波素子アレイ 4 3 A に対して傾斜角度  $\theta$  で傾斜される。

#### 【 0 0 6 4 】

この後、超音波測定装置 1 は、各超音波素子アレイ 4 3 A , 4 3 B , 4 3 C を駆動させて超音波測定処理を行う（ステップ S 4）。

ステップ S 4 では、送受信制御部 7 1 は、各超音波素子アレイ 4 3 A , 4 3 B , 4 3 C を順次駆動させて、超音波測定を実施する。また、画像形成部 7 2 は、超音波の受信結果に基づいて超音波断層像を生成し、表示制御部 7 3 は、生成された超音波断層像を表示装置 8 に表示させる。

10

#### 【 0 0 6 5 】

##### [ 第一実施形態の作用効果 ]

本実施形態の超音波デバイス 3 は、第一超音波素子アレイ 4 3 A、第二超音波素子アレイ 4 3 B、及び第三超音波素子アレイ 4 3 C を含む複数の超音波素子アレイ 4 3 を有する。これらの超音波素子アレイ 4 3 は、厚み方向（Z 2 方向）に交差する X 2 方向に配列された超音波送受部 4 4 を備え、X 2 - Z 2 平面と平行なスキャン面に対して超音波測定を実施することができる。そして、これらの超音波素子アレイ 4 3 は、X 1 方向に Y 方向を回動軸として角度を可変として連結されており、第一角度変更部 3 1 3 B 及び第二角度変更部 3 2 3 B により互いの角度を変化させることが可能に構成されている。

このため、本実施形態の超音波デバイス 3 では、所望の深度の測定対象点に対応する角度に、各超音波素子アレイの角度を変更することができる。つまり、各超音波素子アレイ 4 3 のアレイ中心を通る送受信面 4 3 1 の法線 N 1 , N 2 , N 3 が、測定対象点（点 P）を通るように、各超音波素子アレイの角度を変更することができる。これにより、各超音波素子アレイ 4 3 にてリニアスキャンを実施することで、例えば、同一平面上に配置された複数の超音波素子アレイを用いてセクタスキャンを実施する場合に比べて、超音波の受信感度を大きくでき、精度の高い超音波測定を実現することができる。よって、超音波測定装置 1 により、超音波測定に基づいた超音波断層像を生成して表示する場合でも、高精度な超音波断層像を表示させることができ、例えば穿刺作業等における効率の向上や、穿刺成功率の向上に貢献できる。

20

#### 【 0 0 6 6 】

本実施形態では、各超音波素子アレイ 4 3 A , 4 3 B , 4 3 C は、X 1 方向において重ならない位置に配置され、Y 方向に互いにずれる位置に配置されている。

このような構成では、各超音波素子アレイ 4 3 A , 4 3 B , 4 3 C の配置間隔に対応した 3 つの測定位置での測定対象点に対する超音波測定を行うことができる。つまり、Y 方向から見た平面視において、第一超音波素子アレイ 4 3 A の測定領域 F 1、第二超音波素子アレイ 4 3 B の測定領域 F 2、及び第三超音波素子アレイ 4 3 C の測定領域 F 3、が所望の深度の測定対象点（点 P）を中心に重なり合うように、第二超音波素子アレイ 4 3 B 及び第三超音波素子アレイ 4 3 C の傾斜角度  $\theta$  を制御する。これにより、X 1 方向における目標座標における所望の深度 d の測定対象点に対して、Y 方向に所定の間隔でずらした 3 つの超音波断層像を取得することができる。また、3 つの超音波素子アレイ 4 3 により同時に超音波測定を実施できるので、上記のような Y 方向にずれた 3 つの超音波断層像を同時に（リアルタイムに）得ることができる。

30

40

#### 【 0 0 6 7 】

本実施形態では、複数の超音波素子アレイ 4 3 として、上述のように第一超音波素子アレイ 4 3 A、第二超音波素子アレイ 4 3 B、及び第三超音波素子アレイ 4 3 C を備える。また、第一超音波素子アレイ 4 3 A 及び第二超音波素子アレイ 4 3 B を連結する第一連結部 3 1、第一超音波素子アレイ 4 3 A 及び第三超音波素子アレイ 4 3 C を連結する第二連結部 3 2 を備える。更に、第一連結部 3 1 には、第二超音波素子アレイ 4 3 B の第一超音波素子アレイ 4 3 A に対する角度を変更する第一角度変更部 3 1 3 B が設けられ、第二連結部 3 2 には、第一超音波素子アレイ 4 3 A に対する第三超音波素子アレイ 4 3 C の角度

50

を変更する第二角度変更部 3 2 3 B が設けられている。

このような構成では、中央に配置される第一超音波素子アレイ 4 3 A をメインのアレイとして、第二超音波素子アレイ 4 3 B 及び第三超音波素子アレイ 4 3 C の傾斜角度を変更することができる。中央に配置される第一超音波素子アレイ 4 3 A からは、生体 M の表皮に対して略法線方向から超音波の送受信処理を実施できるため、最も高精度な超音波測定を実現できる。一方、第二超音波素子アレイ 4 3 B や第三超音波素子アレイ 4 3 C では、生体 M の表皮に対して傾斜角度で傾斜する方向で超音波測定処理が実施されるが、例えばメインとなるアレイ（生体 M に対する角度が変更されないアレイ）が超音波デバイス 3 の X 1 方向における端部に設けられる場合に比べ、高精度な測定を実施することができる。

10

#### 【0068】

本実施形態では、角度制御部 7 4 は、第一角度変更部 3 1 3 B 及び第二角度変更部 3 2 3 B を制御して、第一超音波素子アレイ 4 3 A に対する第二超音波素子アレイ 4 3 B の角度、及び第一超音波素子アレイ 4 3 A に対する第三超音波素子アレイ 4 3 C の角度を、上限角度  $\theta_H$  から、下限角度  $\theta_L$  の間で変化させる。この際、角度制御部 7 4 は、上限角度  $\theta_H$  として、第一角度変更部 3 1 3 B に対しては、第一超音波素子アレイ 4 3 A 及び第二超音波素子アレイ 4 3 B が干渉しない角度、第二角度変更部 3 2 3 B に対しては、第一超音波素子アレイ 4 3 A 及び第三超音波素子アレイ 4 3 C が干渉しない角度に設定する。このため、各超音波素子アレイ 4 3 同士の接触による破損を抑制することができる。

また、好ましい上限角度  $\theta_H$  として  $60^\circ$  より小さい角度を設定する。これにより、第二超音波素子アレイ 4 3 B から出力された超音波が第三超音波素子アレイ 4 3 C で受信されてノイズとなる不都合を抑制できる。

20

さらに、上限角度  $\theta_H$  として  $60^\circ$  より小さく、 $51.8^\circ$  以上となる角度が設定されることがより好ましく、最も好ましくは  $58.1^\circ$  である。上記範囲に上限角度  $\theta_H$  が設定されることで、測定対象点が生体 M の表皮近傍である場合でも、重畳領域 F 4 を広く設定できる。

#### 【0069】

一方、下限角度  $\theta_L$  としては、 $60^\circ$  より小さい角度が設定される。これにより、上限角度  $\theta_H$  から下限角度  $\theta_L$  の間で、傾斜角度を制御することで、様々な深さ位置に対して高精度な超音波測定を実施することができる。

30

また、より好ましい下限角度  $\theta_L$  として、上述した式 (1) を満たす  $\theta_L$  が設定されている。これにより、超音波測定における実施する可能性がある最大深度に対応した下限角度  $\theta_L$  が設定されるので、当該最大深度から生体 M の表皮までの広い範囲に対する超音波測定を実施することが可能となる。

#### 【0070】

##### [ 第二実施形態 ]

次に、第二実施形態について説明する。

上記第一実施形態では、上限角度  $\theta_H$  のより好ましい角度としては、 $60^\circ$  より小さく、 $51.8^\circ$  以上に設定される例を示した。これに対して、第二実施形態では、上限角度  $\theta_H$  を更に小さい値としている。

40

図 1 4 は、第二実施形態における上限角度  $\theta_H$  を説明するための図であり、第二超音波素子アレイ 4 3 B 及び第三超音波素子アレイ 4 3 C を基準状態から  $38.7^\circ$  回動させた場合の模式図である。なお、以降の説明にあたり、既に説明した構成については同符号を付し、その説明を省略する。

#### 【0071】

本実施形態では、Y 方向から見た平面視において、第一超音波素子アレイ 4 3 A のアレイ中心を通る法線 N 1 と生体 M との交点に、第二超音波素子アレイ 4 3 B の測定領域 F 2 の + X 2 B 側の端部が通過（一致）するように、第二超音波素子アレイ 4 3 B の上限角度  $\theta_H$  が設定される。同様に、第一超音波素子アレイ 4 3 A のアレイ中心を通る法線 N 1 と生体 M との交点に、第三超音波素子アレイ 4 3 C の測定領域 F 3 の - X 2 C 側の端部が通

50

過（一致）するように、第三超音波素子アレイ 4 3 C の上限角度  $\theta_H$  が設定される。

例えば、図 1 4 に示すように、各超音波素子アレイ 4 3 の X 2 方向に沿う幅寸法が同一寸法である場合は、上限角度  $\theta_H$  は、例えば  $38.7^\circ$  に設定される。

#### 【 0 0 7 2 】

##### [ 第二実施形態の作用効果 ]

第二実施形態では、上記構成によって、重畳領域 F 4 が生体内に位置することになる。つまり、重畳領域 F 4 の一部が音響整合部材 9 に重ならないので、超音波断層像に音響整合部材 9 の画像情報が入らず、生体内を効率良く測定することができる。

#### 【 0 0 7 3 】

##### [ 第三実施形態 ]

以下、第二実施形態について説明する。

上記第一実施形態及び第二実施形態では、超音波デバイス 3 に第一超音波素子アレイ 4 3 A、第二超音波素子アレイ 4 3 B、及び第三超音波素子アレイ 4 3 C が含まれ、第一超音波素子アレイ 4 3 A に対する第二超音波素子アレイ 4 3 B 及び第三超音波素子アレイ 4 3 C の傾斜角度  $\theta$  が変更可能となる構成を例示した。これに対して、第三実施形態では、超音波デバイス 3 が 2 つの超音波素子アレイ 4 3 を有する点で上記第一実施形態及び第二実施形態と相違する。

#### 【 0 0 7 4 】

本実施形態では、超音波素子アレイ 4 3 として、第一超音波素子アレイ 4 3 A と第二超音波素子アレイ 4 3 B とが含まれ、これらが、第一実施形態と同様の第一連結部 3 1 により角度を可変として連結されている。このような構成でも、上記第一実施形態や第二実施形態と同様に、測定対象点（点 P）の深度に応じた傾斜角度  $\theta$  に、第一超音波素子アレイ 4 3 A に対する第二超音波素子アレイ 4 3 B の角度を変化させることで、精度の高い超音波測定を実施することができる。

#### 【 0 0 7 5 】

一方、本実施形態では、角度制御部 7 4 による回動角度範囲（上限角度  $\theta_H$  及び下限角度  $\theta_L$ ）が、第一実施形態や第二実施形態と相違している。

図 1 5 は、第三実施形態における上限角度  $\theta_H$  を説明するための図であり、第一超音波素子アレイ 4 3 A に対して第二超音波素子アレイ 4 3 B を  $90^\circ$  回動させた場合の模式図である。

本実施形態では、上限角度  $\theta_H$  として、 $90^\circ$  よりも小さい値であることが好ましい。つまり、図 1 5 に示すように、第二超音波素子アレイ 4 3 B を、第一超音波素子アレイ 4 3 A に対して基準状態から  $90^\circ$  以上回動させると、平面視において、第二超音波素子アレイ 4 3 B の測定領域 F 2 に第一超音波素子アレイ 4 3 A の一部が含まれてしまう。したがって、測定領域 F 2 と第一超音波素子アレイ 4 3 A とが重なると、第二超音波素子アレイ 4 3 B から出力された超音波の一部が第一超音波素子アレイ 4 3 A に受信され、第一超音波素子アレイ 4 3 A から出力された超音波が第二超音波素子アレイ 4 3 B に受信されるおそれがある。このような理由から、上限角度としては、 $90^\circ$  よりも小さい角度とすることが好ましい。

#### 【 0 0 7 6 】

また、下限角度  $\theta_L$  としては、第一実施形態と同様に、測定範囲に応じて設定することができる。よって、下限角度  $\theta_L$  としては、上限角度  $\theta_H$  よりも小さく、第一超音波素子アレイ 4 3 A の測定領域 F 1 及び第二超音波素子アレイ 4 3 B の測定領域 F 2 が、互いに重なり合うように、下限角度  $\theta_L$  が設定されていればよい。つまり、下限角度  $\theta_L$  としては、 $90^\circ$  より小さい角度であり、 $0^\circ$  よりも大きい角度に設定されていればよい。

#### 【 0 0 7 7 】

図 1 6 は、第三実施形態における下限角度  $\theta_L$  を説明するための図であり、第一超音波素子アレイ 4 3 A に対して第二超音波素子アレイ 4 3 B を下限角度  $\theta_L$  だけ回動させた場合の模式図である。

上記第一実施形態と同様に、本実施形態においても、超音波プローブ 2 により超音波測

10

20

30

40

50

定を実施する際の測定対象点の深度は、予め決められている。したがって、各超音波素子アレイ43のX2方向のサイズ(幅寸法)をW、超音波プローブ2を用いた超音波測定を行う際の最大深度をDとした場合に、下限角度 $\theta_L$ は、下記式(3)を満たす角度に設定されることがより好ましい。

【0078】

[数3]

$$(D + W \sin(\theta_L / 2)) \sin(\theta_L / 2) = W / 2 \quad \dots (3)$$

【0079】

[第三実施形態の作用効果]

本実施形態では、複数の超音波素子アレイ43として、第一超音波素子アレイ43A、及び第二超音波素子アレイ43Bを備え、第一超音波素子アレイ43A及び第二超音波素子アレイ43Bを連結する第一連結部31が設けられている。また、第一連結部31には、第二超音波素子アレイ43Bの第一超音波素子アレイ43Aに対する角度を変更する第一角度変更部313Bが設けられている。

このような構成では、各超音波素子アレイ43の法線N1, N2上に、測定対象点(点P)が位置するように、第一超音波素子アレイ43Aと第二超音波素子アレイ43Bとの間の角度を変更することで、第一実施形態と同様に、高精度な測定を実施することができる。

【0080】

そして、角度制御部74は、第一角度変更部313Bを制御して、第一超音波素子アレイ43Aに対する第二超音波素子アレイ43Bの傾斜角度 $\theta$ を、上限角度 $\theta_H$ から下限角度 $\theta_L$ の間で変化させる。この際、角度制御部74は、上限角度 $\theta_H$ として、第一超音波素子アレイ43A及び第二超音波素子アレイ43Bが干渉しない角度に設定する。このため、各超音波素子アレイ43同士の接触による破損を抑制することができる。

また、好ましい上限角度 $\theta_H$ として90°より小さい角度を設定する。これにより、各超音波素子アレイ43から出力された他の超音波素子アレイ43に受信される不都合を抑制できる。

【0081】

また、下限角度 $\theta_L$ としては、90°より小さく角度が設定されることで、上限角度 $\theta_H$ から下限角度 $\theta_L$ の間で、傾斜角度 $\theta$ を制御することで、様々な深さ位置に対して高精度な超音波測定を実施することができる。

また、より好ましい下限角度 $\theta_L$ として、上述した式(3)を満たす $\theta_L$ が設定されている。これにより、超音波測定における実施する可能性がある最大深度に対応した下限角度 $\theta_L$ が設定されるので、当該最大深度から生体Mの表皮までの広い範囲に対する超音波測定を実施することが可能となる。

【0082】

[変形例]

なお、本発明は上述の各実施形態に限定されるものではなく、本発明の目的を達成できる範囲での変形、改良、及び各実施形態を適宜組み合わせる等によって得られる構成は本発明に含まれるものである。

【0083】

上記各実施形態では、各超音波素子アレイ43がY方向に沿ってずれた位置に配置される例を示したが、これに限定されない。

例えば、超音波デバイス3に含まれる各超音波素子アレイ43がY方向に対して同一位置で、X1方向に連結されていてもよい。

このような構成では、Y方向に対する位置が同一である測定対象点に対して、複数の超音波素子アレイ43による超音波測定を行うことができる。各超音波素子アレイ43における傾斜角度が異なることで、測定対象点に対して超音波の送受信角度がそれぞれ異なる。したがって、例えば骨等の表面に凹凸を有する部位に対しても、好適に超音波測定を実施することができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 8 4 】

また、当該構成では、各超音波素子アレイ 4 3 の測定領域が互いに重ならないように、各超音波素子アレイ 4 3 の傾斜角度を変化させてもよい。この場合では、同一スキャン面におけるより広い範囲に対する超音波測定を行うことができる。

## 【 0 0 8 5 】

更に、各超音波素子アレイ 4 3 が、Y 方向に沿って移動可能な構成などとしてもよい。例えば、筐体 4 1 内に、超音波センサー 4 2 を Y 方向に移動可能にガイドするガイドレールと、Y 方向に沿って設けられ、超音波センサー 4 2 の一部に係合されるスクリュート、スクリュートを回転駆動させるモーターとを備える構成等が例示できる。当該構成では、スクリュートを回転駆動させることで、スクリュートに係合する超音波センサー 4 2 が Y 方向に移動可能となる。なお、超音波センサー 4 2 が手動により移動可能な構成などとしてもよい。

10

このように、超音波センサー 4 2 を Y 方向に移動可能な構成とすることで、超音波素子アレイ 4 3 のスキャン面の間隔を任意に設定することが可能となる。

## 【 0 0 8 6 】

上記第一及び第二実施形態では、超音波デバイス 3 が 3 つの超音波素子アレイ 4 3 を含む例、第三実施形態では、2 つの超音波素子アレイ 4 3 を含む例を示したが、これに限定されない。例えば、超音波デバイス 3 に、X 1 方向に連結される 4 つ以上の超音波素子アレイ 4 3 が含まれ、隣り合う超音波素子アレイ 4 3 同士の間隔を角度を変更可能な構成としてもよい。

20

## 【 0 0 8 7 】

上記各実施形態において、角度制御部 7 4 が第一連結部 3 1 の第一角度変更部 3 1 3 B や第二連結部 3 2 の第二角度変更部 3 2 3 B を制御することで、上限角度  $\theta_H$  から下限角度  $\theta_L$  までの回動角度範囲で、超音波素子アレイ 4 3 の傾斜角度を制御する例を示した。これに対して、第一連結部 3 1 の第一角度変更部 3 1 3 B や第二連結部 3 2 の第二角度変更部 3 2 3 B が物理的に回動角度範囲外への回動が規制される構成としてもよい。例えば、第一回動軸 3 1 3 A に突起が設けられ、当該突起が第一ユニット 4 A の筐体 4 1 に当接することで、第一回動軸 3 1 3 A の回動が規制される構成等が例示できる。

## 【 0 0 8 8 】

また、上記各実施形態において、第一角度変更部 3 1 3 B や第二角度変更部 3 2 3 B は、モーターを含んで構成され、角度制御部 7 4 の制御によりモーターを駆動させることで、超音波素子アレイ 4 3 の傾斜角度  $\theta$  が変更される例を示したが、これに限定されない。

30

例えば、第一回動軸 3 1 3 A や第二回動軸 3 2 3 A と同軸となる操作つまみ等が設けられ、手動により超音波素子アレイ 4 3 の傾斜角度  $\theta$  が変更可能な構成としてもよい。

## 【 0 0 8 9 】

また、上記各実施形態では、各筐体 4 1 A, 4 1 B, 4 1 C が互いに連結されることで、超音波素子アレイ 4 3 A, 4 3 B, 4 3 C が筐体 4 1 A を介して角度を可変として連結される例を示した。これに対して、各超音波素子アレイ (超音波センサー) が直接回動部を介して角度を可変として連結されていてもよい。

## 【 0 0 9 0 】

第一実施形態や第二実施形態において、3 つの超音波素子アレイ 4 3 のうちの中央に配置された第一超音波素子アレイ 4 3 A が常に生体 M の表皮に対して略平行に維持され、表皮の法線方向に略沿って超音波の送受信を行う構成を例示したが、これに限定されない。

40

例えば、X 1 方向の - X 1 側の端部に位置する第二超音波素子アレイ 4 3 B が、常に生体 M の表皮に対して略平行に維持され、X 1 方向の中央に配置された第一超音波素子アレイ 4 3 A と、+ X 1 側の端部に配置された第三超音波素子アレイ 4 3 C との傾斜角度  $\theta$  が変更される構成などとしてもよい。

## 【 0 0 9 1 】

上記各実施形態では、各超音波素子アレイ 4 3 において、Z 2 方向への超音波の送受信 (リニアスキャン) を実施させる例を示したが、これに限定されない。例えば、各超音波

50

素子アレイにおいて、例えば、各超音波送受部 4 4 に対する信号の入出力タイミングをそれぞれ遅延させる（位相制御を行う）ことで、Z 2 方向に傾斜する方向に超音波を送信（セクタスキャン）させてもよい。このようなセクタスキャンでは、通常、サイドローブの発生等が懸念されるが、上記のように、各超音波素子アレイ 4 3 の傾斜角度を適宜変更することで、サイドローブの発生を抑えつつ、セクタスキャンによる広範囲に対する超音波測定を実施することが可能となる。

【0092】

上記第一実施形態及び第二実施形態において、第一超音波素子アレイ 4 3 A に対する第二超音波素子アレイ 4 3 B の傾斜角度  $\theta_{21}$  と、第一超音波素子アレイ 4 3 A に対する第三超音波素子アレイ 4 3 C の傾斜角度  $\theta_{31}$  と、を同一の角度に設定する例を示したが、これに限定されず、それぞれ異なる傾斜角度で傾斜させる構成としてもよい。

さらに、この場合、角度制御部 7 4 は、第二超音波素子アレイ 4 3 B と、第三超音波素子アレイ 4 3 C とで、それぞれ異なる上限角度  $\theta_{H2}$  及び下限角度  $\theta_{L2}$  を設定してもよい。

【0093】

また、第一実施形態において、上限角度  $\theta_{H1}$  のより好ましい角度として、 $60^\circ$  より小さく、 $51.8^\circ$  以上となる範囲に設定される例を示し、第二実施形態において、上限角度  $\theta_{H2}$  として、 $38.7^\circ$  とする例を示した。また、第一実施形態において下限角度  $\theta_{L1}$  が式 (1) を満たす角度に設定することが好ましいとした。さらには、第三実施形態において、上限角度  $\theta_{H3}$  の好ましい角度として  $90^\circ$  より小さい角度とし、下限角度  $\theta_{L3}$  が式 (3) を満たす角度に設定することが好ましいとした。

しかしながら、上記の例は、各超音波素子アレイ 4 3 の X 2 方向の幅寸法 W が同一であるとした場合の例であって、これに限定されるものではない。

【0094】

すなわち、第一実施形態では、上限角度  $\theta_{H1}$  として、第二超音波素子アレイ 4 3 B の測定領域 F 2 の + X 2 B 側端部が、第三超音波素子アレイ 4 3 C の + X 2 C 側端部を通る角度  $\theta_{H1}$  よりも小さくすればよい。また、当該測定領域 F 2 の + X 2 B 側端部が、生体 M の表皮と音響整合部材 9 との境界において、第一超音波素子アレイ 4 3 A の測定領域 F 1 の + X 2 A 側端部と交差する角度  $\theta_{H2}$  以上とすればよい。すなわち、上限角度  $\theta_{H1}$  は、 $\theta_{H1} > \theta_{H2}$  の間に設定されることが好ましい。

同様に、第二実施形態においては、上限角度  $\theta_{H2}$  として、測定領域 F 2 の + X 2 B 側端部が、生体 M の表皮と音響整合部材 9 との筐体において、第一超音波素子アレイ 4 3 A の法線 N 1 と交差する角度  $\theta_{H3}$  に設定すればよい。

なお、第三超音波素子アレイ 4 3 C における上限角度  $\theta_{H3}$  においても同様である。

第三実施形態においても同様であり、各超音波素子アレイ 4 3 における測定領域 F 1, F 2 内に他の超音波素子アレイ 4 3 が含まれないような上限角度  $\theta_{H}$  が設定されていればよい。

【0095】

また、下限角度  $\theta_{L1}$  は、第一超音波素子アレイ 4 3 A の X 2 方向の幅寸法を  $W_1$ 、第二超音波素子アレイ 4 3 B の X 2 方向の幅寸法を  $W_2$  として、式 (1) の代わりに下記式 (4) を満たす角度を設定すればよい。

【0096】

[数 4]

$$W_1 \cos \theta_{L1} + 2 W_2 \cos^2 \theta_{L1} - W_2 - 2 D \sin \theta_{L1} = 0 \quad \dots (4)$$

【0097】

なお、この場合、上述した式 (3) においても、式 (4) の「D」を、入力された深さ「d」に置き換えた式を用いる。また、第三超音波素子アレイ 4 3 C における上限角度  $\theta_{H3}$  においても同様である。

【0098】

第一実施形態及び第二実施形態では、超音波デバイス 3 に 3 つの超音波素子アレイ 4 3 が含まれる例、第三実施形態では、超音波デバイス 3 に 2 つの超音波素子アレイ 4 3 が含

10

20

30

40

50

まれる例を示したが、これに限定されない。例えば、超音波デバイス 3 に 4 つ以上の超音波素子アレイ 4 3 が含まれ、これらの超音波素子アレイ 4 3 が X 1 方向に角度を可変として連結される構成としてもよい。

【0099】

上記第一実施形態において、各超音波素子アレイ 4 3 A, 4 3 B, 4 3 C を同時に駆動させることで、3 つの超音波断層像をリアルタイムで同時に表示させる例を示したが、これに限定されず、各超音波素子アレイ 4 3 A, 4 3 B, 4 3 C を順次駆動させてもよい。

また、取得した超音波断層像を個別に表示させてもよく、各超音波断層像から 3 次元画像を生成して表示させてもよい。

【0100】

上記実施形態では、超音波デバイス 3 と対象物との間に音響整合部材 9 を配置していたが、これに限定されず、音響整合部材 9 を配置しなくてもよい。例えば、生体と略同じ音響インピーダンスを有する水等の媒質内で測定を実施する場合等において、音響整合部材 9 を設ける必要がない。

また、超音波デバイス 3 に対して音響整合部材 9 を固定する固定部材 6 を備える構成を例示したが、これに限定されず、固定部材 6 を備えない構成としてもよい。

【0101】

上記実施形態では、超音波トランスデューサー 4 5 として、振動膜 4 2 1 B と、当該振動膜を振動させる振動子としての圧電素子 4 2 1 C と、を備える構成を例示した。しかしながら、これに限定されず、圧電素子以外の振動子、例えば、静電アクチュエーター等を備える構成としてもよい。

また、超音波トランスデューサー 4 5 は、振動膜を備えず、圧電素子等の振動子を振動させることにより超音波送信するように構成されてもよい。

【0102】

上記実施形態では、生体内の器官を測定対象とする超音波測定装置を例示したが、これに限定されない。例えば、各種構造物を測定対象として、当該構造物の欠陥の検出や老朽化の検査を行う測定機に、本発明を適用することができる。また、例えば、半導体パッケージやウェハ等を測定対象として、当該測定対象の欠陥を検出する測定機にも本発明を適用することができる。

【0103】

その他、本発明の実施の際の具体的な構造は、本発明の目的を達成できる範囲で上記各実施形態及び変形例を適宜組み合わせることで構成してもよく、また他の構造などに適宜変更してもよい。

【符号の説明】

【0104】

1 ... 超音波測定装置、2 ... 超音波プローブ、3 ... 超音波デバイス、4 ... 超音波ユニット、4 A ... 第一ユニット、4 B ... 第二ユニット、4 C ... 第三ユニット、6 ... 固定部材、7 ... 制御装置、9 ... 音響整合部材、3 1 ... 第一連結部、3 2 ... 第二連結部、4 1 ... 筐体、4 1 A ... 筐体、4 1 B ... 筐体、4 1 C ... 筐体、4 2 ... 超音波センサー、4 2 A ... 第一超音波センサー、4 2 B ... 第二超音波センサー、4 2 C ... 第三超音波センサー、4 3 ... 超音波素子アレイ、4 3 A ... 第一超音波素子アレイ、4 3 B ... 第二超音波素子アレイ、4 3 C ... 第三超音波素子アレイ、4 4 ... 超音波送受部、4 5 ... 超音波トランスデューサー、7 1 ... 送受信制御部、7 2 ... 画像形成部、7 3 ... 表示制御部、7 4 ... 角度制御部、3 1 1 ... 第一接続片、3 1 1 A ... 第一支持部、3 1 2 ... 第二接続片、3 1 2 A ... 第二支持部、3 1 3 ... 第一回動部、3 1 3 A ... 第一回動軸、3 1 3 B ... 第一角度変更部、3 2 1 ... 第三接続片、3 2 1 A ... 第三支持部、3 2 2 ... 第四接続片、3 2 2 A ... 第四支持部、3 2 3 ... 第二回動部、3 2 3 A ... 第二回動軸、3 2 3 B ... 第二角度変更部、D ... 最大深度、F 1 ... 測定領域、F 2 ... 測定領域、F 3 ... 測定領域、F 4 ... 重畳領域。

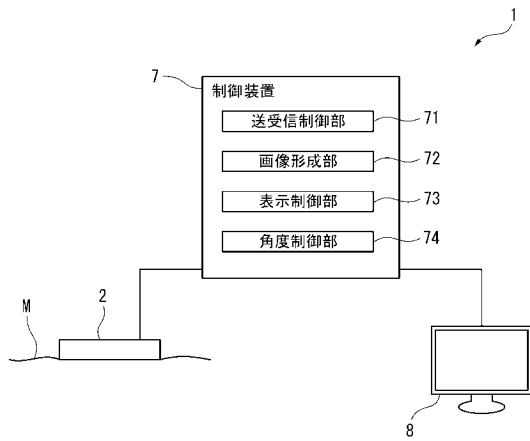
10

20

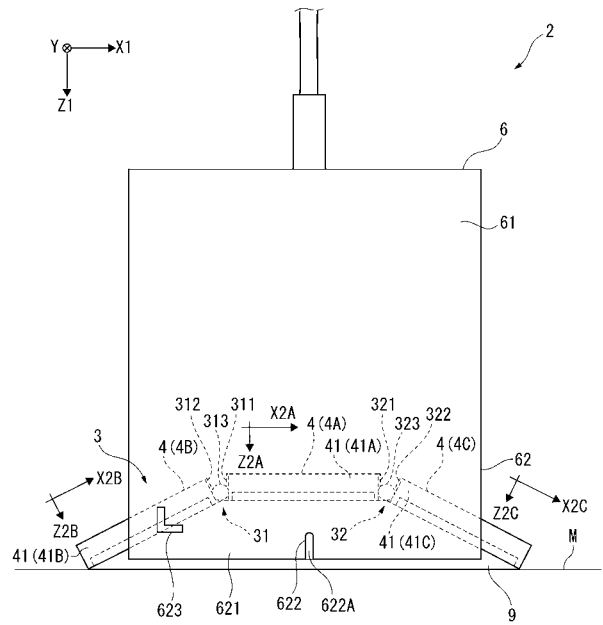
30

40

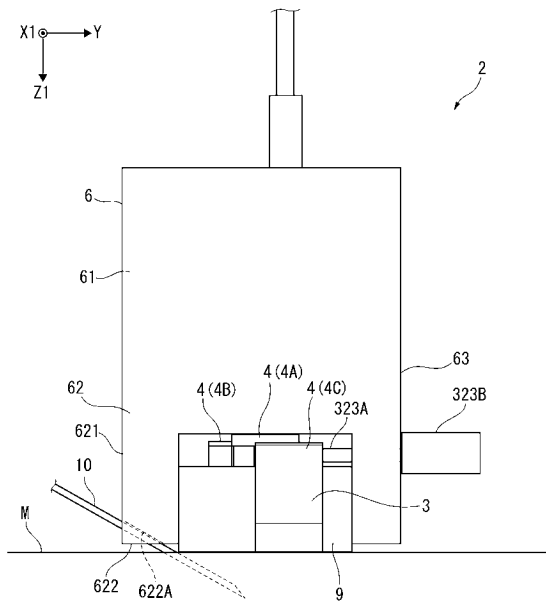
【 図 1 】



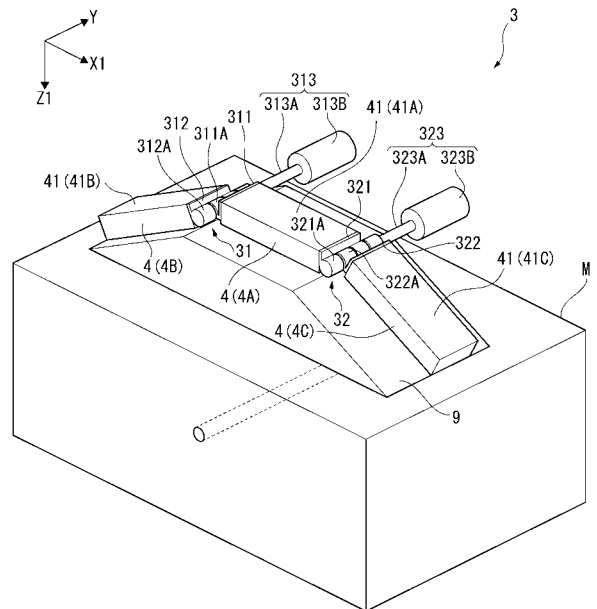
【 図 2 】



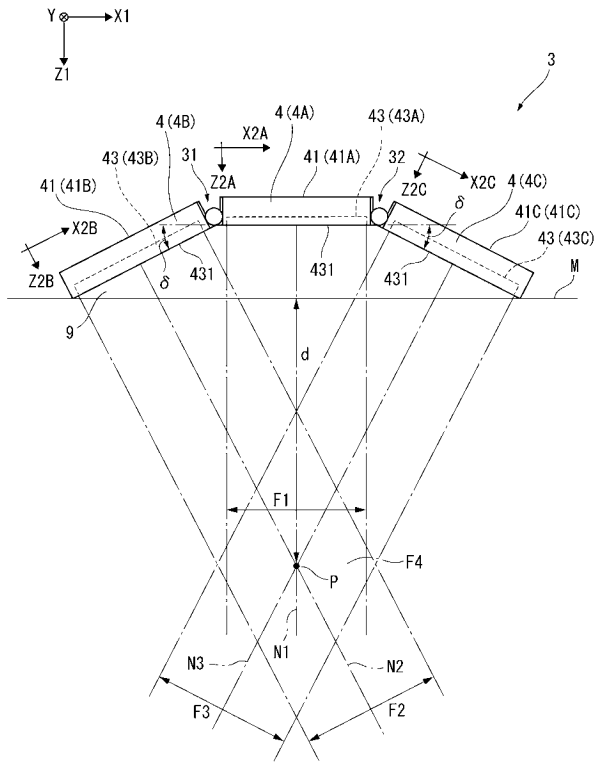
【 図 3 】



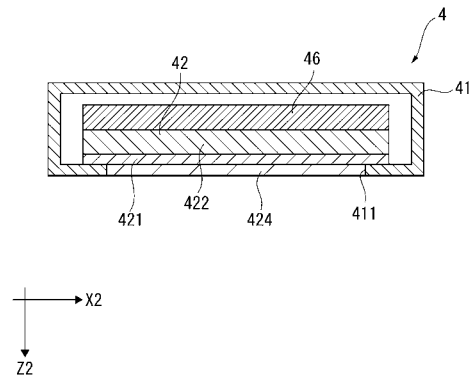
【 図 4 】



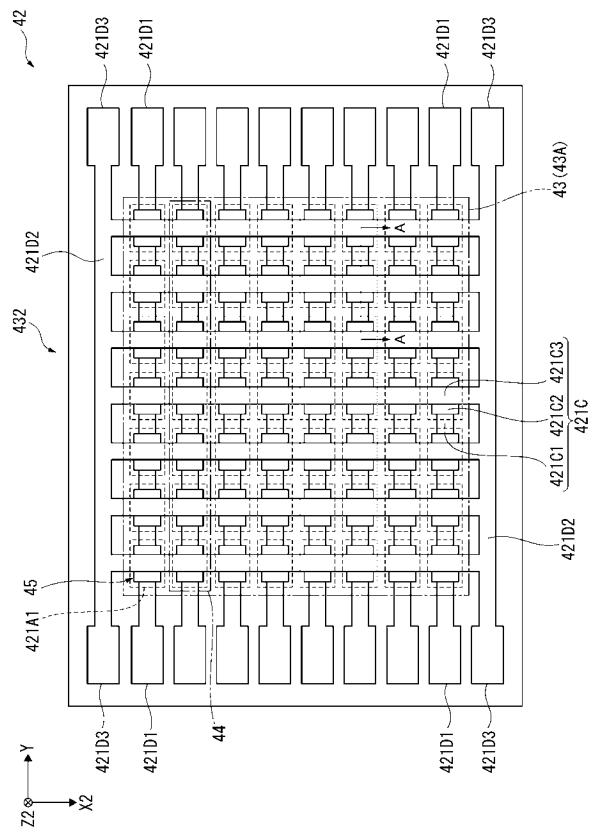
【 図 5 】



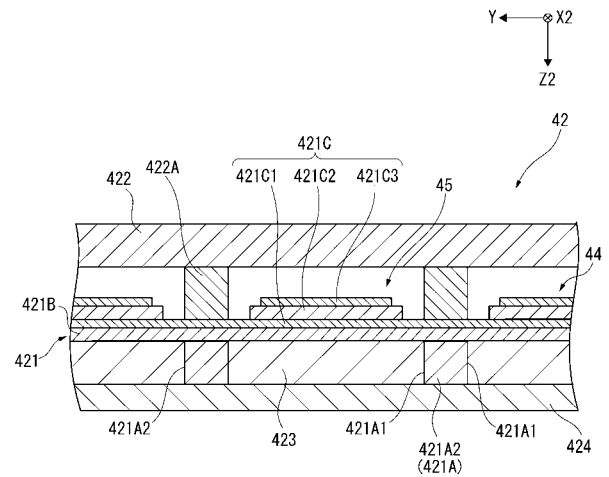
【 図 6 】



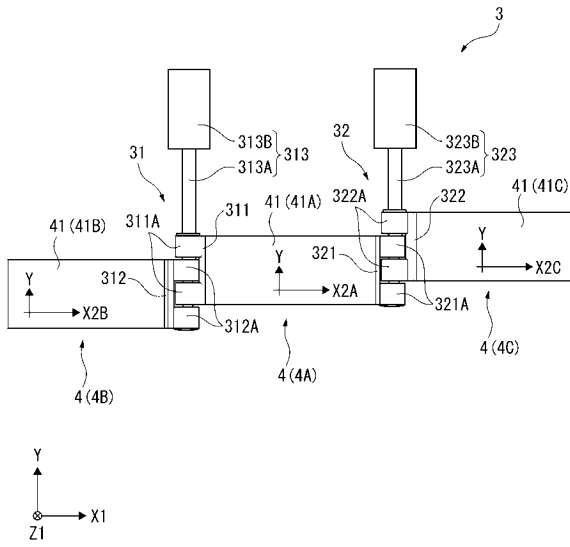
【 図 7 】



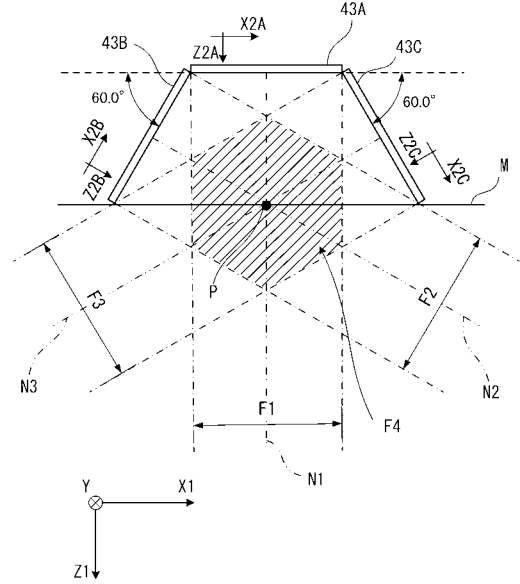
【 図 8 】



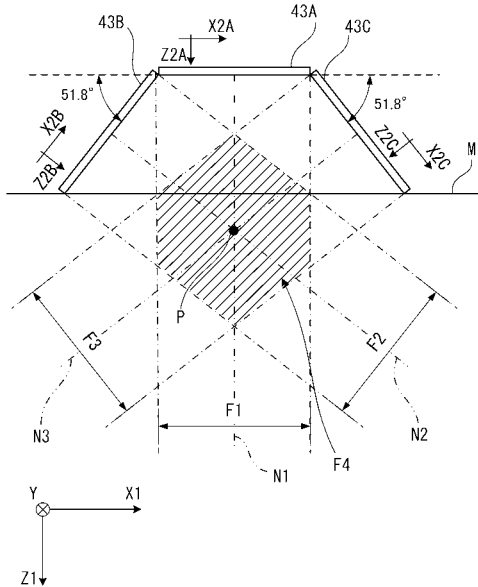
【 図 9 】



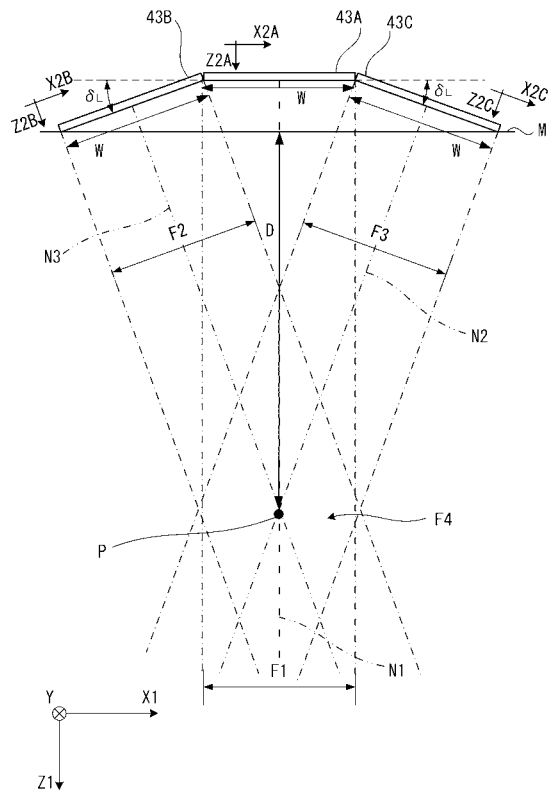
【 図 1 0 】



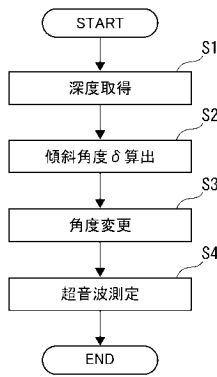
【 図 1 1 】



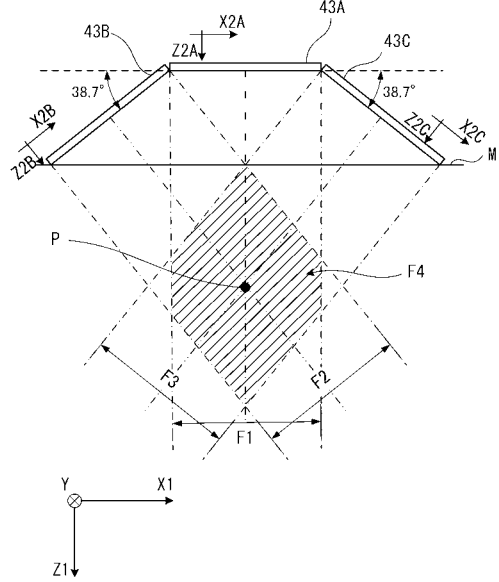
【 図 1 2 】



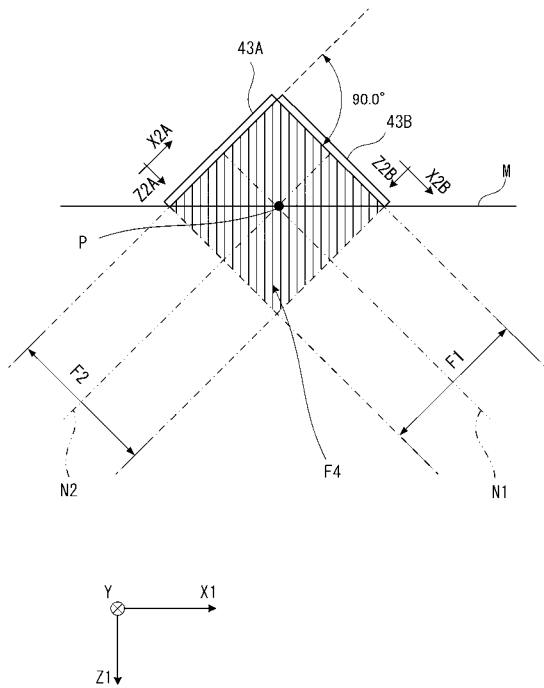
【 図 1 3 】



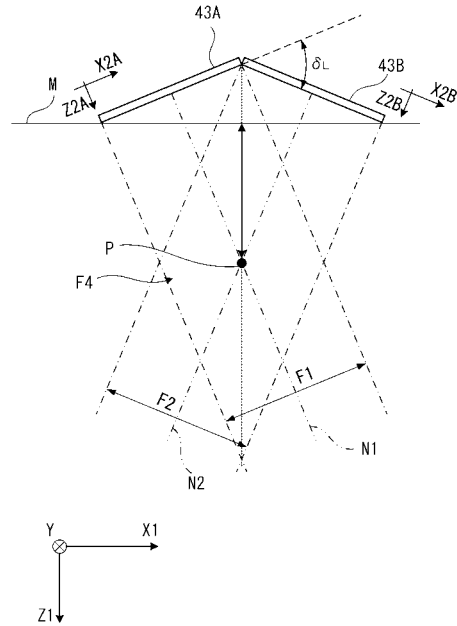
【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



专利名称(译)	超声波装置和超声波测量装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2018015035A</a>	公开(公告)日	2018-02-01
申请号	JP2016145152	申请日	2016-07-25
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生公司		
[标]发明人	加納一幸		
发明人	加納 一幸		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB27 4C601/EE03 4C601/FF05 4C601/GA01 4C601/GA12 4C601/GB06 4C601/GB20		
代理人(译)	渡边和明 西田圭介 仲井 智至		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够进行高精度超声波测量的超声波装置和超声波测量装置。 解决方案：一种超声波装置，其中多个超声波元件阵列各自具有多个超声波发送/接收部分以可变角度相互连接，其中多个超声波发送/接收部分其中，多个超声波元件阵列沿与厚度方向交叉的第一方向排列，多个超声波元件阵列沿第一方向连接，并包括改变多个超声波元件阵列的角度的角度改变单元特征。 点域4

